

INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE  
INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

(51) Internationale Patentklassifikation <sup>4</sup> :  A61F 9/00, A61B 3/12		A1	(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 88/03396  (43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 19. Mai 1988 (19.05.88)
(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE87/00589			(74) Anwalt: MÜNICH, Wilhelm; München, Steinmann, Schiller, Willibaldstr. 36/38, D-8000 München 21 (DE).
(22) Internationales Anmeldedatum: 9. November 1987 (09.11.87)			
(31) Prioritätsaktenzeichen: P 36 38 226.4			(81) Bestimmungsstaaten: AT (europäisches Patent), BE (europäisches Patent), CH (europäisches Patent), DE (europäisches Patent), FR (europäisches Patent), GB (europäisches Patent), IT (europäisches Patent), JP, LU (europäisches Patent), NL (europäisches Patent), SE (europäisches Patent), US.
(32) Prioritätsdatum: 8. November 1986 (08.11.86)			
(33) Prioritätsland: DE			
(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten ausser US): G. RODENSTOCK INSTRUMENTE GMBH [DE/DE]; Drachenseestr. 10-12, D-8000 München 70 (DE).			
(72) Erfinder; und			
(75) Erfinder/Anmelder (nur für US) : FEUERSTEIN, Manfred [DE/DE]; Gottfried-Böhm-Ring 23, D-8000 München 70 (DE). KLINGBEIL, Ulrich [DE/DE]; Daglfingerstr. 108, D-8000 München 81 (DE). KÜHL, Claus-Heinrich [DE/DE]; Schieggstr. 20, D-8000 München 70 (DE). PLESCH, Andreas [DE/DE]; Schinkelstr. 1, D-8000 München 40 (DE).			

(54) Title: DEVICE FOR PRODUCING IMAGES OF AN OBJECT, AND IN PARTICULAR FOR OBSERVING THE REAR REGION OF THE EYE

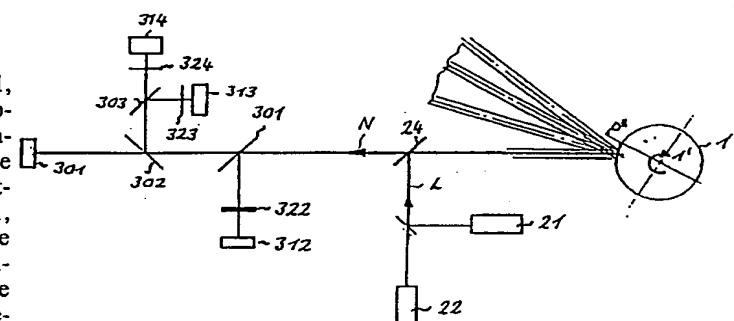
(54) Bezeichnung: VORRICHTUNG ZUR ERZEUGUNG VON BILDERN EINES OBJEKTS UND INSbesondere ZUR BEOBACHTUNG DER HINTEREN AUGENABSCHNITTE

## (57) Abstract

The device described comprises a lighting unit (21, 22), of which the light is focussed on the object to be represented, and is provided preferably with at least one laser, a scanning unit, which produces on the object to be represented a scanning movement of the light of the lighting unit, a detection unit with at least one detector (311, 312, 313, 314), which receives the light reflected from the object to be represented, and an evaluation and synchronization unit which produces the image on the basis of the time-sequential output signal of the detection unit. The device is characterized in that, by means of specific lighting and/or back-scattered light analysis according to a very wide range of criteria, it is possible to obtain much more thorough information, for example on the back of the eye, than with any other known image production device.

## (57) Zusammenfassung

Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern eines Objekts und insbesondere zur Beobachtung der hinteren Augenabschnitte, mit einer Beleuchtungs-Einrichtung (21, 22), deren Licht auf das abzubildende Objekt fokussiert ist, und die vorzugsweise wenigstens einen Laser aufweist, einer Abtasteinrichtung, die eine Abtastbewegung des Lichts der Beleuchtungseinrichtung auf dem abzubildenden Objekt erzeugt, einer Detektoreinrichtung mit wenigstens einem Detektor (311, 312, 313, 314), die das an dem abzubildenden Objekt reflektierte Licht empfängt, und einer Auswerte- und Synchronisereinheit, die aus dem zeitsequentiellen Ausgangssignal der Detektoreinrichtung das Bild erzeugt. Die erfindungsgemäße Vorrichtung zeichnet sich dadurch aus, daß es durch besondere Arten der Beleuchtung und/oder der Analyse des rückgestreuten Lichts nach den verschiedensten Kriterien möglich ist, wesentlich weitergehende Informationen über das abzubildende Objekt, beispielsweise den Augenhintergrund zu erhalten als mit irgendeiner anderen der bekannten Vorrichtungen zur Bildherzeugung.



**LEDIGLICH ZUR INFORMATION**

Code, die zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AT	Österreich	FR	Frankreich	MR	Mauritanien
AU	Australien	GA	Gabun	MW	Malawi
BB	Barbados	GB	Vereinigtes Königreich	NL	Niederlande
BE	Belgien	HU	Ungarn	NO	Norwegen
BG	Bulgarien	IT	Italien	RO	Rumänien
BJ	Benin	JP	Japan	SD	Sudan
BR	Brasilien	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	SE	Schweden
CF	Zentrale Afrikanische Republik	KR	Republik Korea	SN	Senegal
CG	Kongo	LI	Liechtenstein	SU	Soviet Union
CH	Schweiz	LK	Sri Lanka	TD	Tschad
CM	Kamerun	LU	Luxemburg	TG	Togo
DE	Deutschland, Bundesrepublik	MC	Monaco	US	Vereinigte Staaten von Amerika
DK	Dänemark	MG	Madagaskar		
FI	Finnland	ML	Mali		

- 1 -

Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern eines Objekts und insbesondere zur Beobachtung der hinteren Augenabschnitte

B e s c h r e i b u n g

Technisches Gebiet

Die Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern eines Objekts und insbesondere zur Beobachtung der hinteren Augenabschnitte gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Stand der Technik

Vorrichtungen gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1 sind allgemein bekannt und werden in den verschiedensten Gebieten zur Erzeugung von Bildern eingesetzt. Beispielsweise in der Medizintechnik sind eine Reihe von Laser-Scanning-Kameras, Laser-Scanning-Mikroskopen und Laser-Scanning-Ophthalmoskopen vorgeschlagen worden.

Vorrichtungen gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1 haben sich insbesondere dann als vorteilhaft herausgestellt, wenn ein vergleichsweise großes Objekt durch eine kleine vor dem Objekt angeordnete Blende betrachtet werden muß: Beispielsweise bei der Beobachtung der hinteren Augenabschnitte besteht die Schwierigkeit, daß die Beleuchtung und die Beobachtung des Fundus durch die Augenpupille und die häufig optisch nicht klaren vorderen Augenmedien erfolgen muß, an denen Reflexe auftreten, und die Abbildungsfehler erzeugen. Ähnliche Verhältnisse sind aber auch in anderen medizinischen oder technischen Einsatzfällen gegeben.

In der Vergangenheit sind deshalb zur Beobachtung der hinteren Augenabschnitte meist Funduskameras verwendet worden, bei denen zur Unterdrückung des sog. Corneareflexes die Eintritts- und die Austrittspupille nach "GULL-STRAND" separiert sind: Der für die Beleuchtung verwendete Teil der Augenpupille umgibt ringförmig den für die Beobachtung verwendeten Teil.

Trotzdem können bei diesen bekannten Funduskameras Reflexe nicht vollständig unterdrückt werden. Zudem ist die erreichbare Auflösung von ca 15 µm häufig unzureichend.

Deshalb ist bereits mehrfach vorgeschlagen worden, zur Beobachtung des Augenhintergrunds Vorrichtungen gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1 zu verwenden, die den Augenhintergrund nicht großflächig auszuleuchten, sondern mit auf einen möglichst kleinen Fleck fokussierten Beleuchtungslicht abzutasten und das reflektierte Licht in Zuordnung zur Abtastsequenz zu erfassen. Hierzu wird beispielsweise auf "The foundations of Ophthalmology", Bd. VII, S.307/308, Jg. 1962, die US-PS 4 213 678, die EP-A-0 145 563 sowie die japanischen Patentveröffentlichungen 61-5730 und 50-138822 verwiesen.

Die aus den genannten Fundstellen bekannten Vorrichtungen unterscheiden sich u.a. in der Pupillenseparation: so werden in der japanischen Patentveröffentlichung 61-5730 eine "GULLSTRAND-Pupille", in der US-PS 4 213 678 eine invertierte "GULLSTRAND-Pupille" und in der japanischen Patentveröffentlichung 50-138822 nebeneinanderliegende Pupillen für das Beleuchtungs- und das Beobachtungslicht vorgeschlagen.

- 3 -

Bei der in der EP-A-0 145 563 beschriebenen Vorrichtung zur Beobachtung der hinteren Augenabschnitte sind sowohl der Beleuchtungs- als auch der Beobachtungslichtstrahl über die Abtasteinrichtung geführt. Ein derartiges "Double-Scanning-System" hat den Vorteil, daß der reflektierte Lichtstrahl mit einem ortsfesten Detektor mit vergleichsweise kleiner Fläche nachgewiesen werden kann.

Den genannten Vorrichtungen zur Beobachtung der hinteren Augenabschnitte mit "scannender Beleuchtung" ist gemeinsam, daß die Auflösung des erhaltenen Bildes durch die Größe des "Fokusfleckes" (ca 8-12 $\mu$ m) auf dem Augenhintergrund bestimmt ist, und daß das reflektierte Licht mit einem einzigen Detektor mit einer mehr oder weniger großen Bildfeldblende zum Aufbau des Bildes der hinteren Augenabschnitte erfaßt wird.

Eine weitergehende Analyse des rückgestreuten Lichts ist bislang nicht in Betracht gezogen worden.

#### Darstellung der Erfindung

Die Erfindung geht von der Erkenntnis aus, daß es gerade bei Vorrichtungen zur Erzeugung von Bildern gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1 durch besondere Arten der Beleuchtung und/oder der Analyse des rückgestreuten Lichts nach den verschiedensten Kriterien möglich ist, wesentlich weitergehende Informationen über das abzubildende Objekt, beispielsweise den Augenhintergrund zu erhalten als dies mit irgendeiner anderen der bekannten Vorrichtungen zur Bilderzeugung möglich ist.

Der Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zu Grunde, eine Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern eines Objekts gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1 derart weiterzubilden, daß

durch besondere Arten der Beleuchtung und/oder der Analyse des rückgestreuten Lichts eine über die reine Bilderzeugung hinausgehende Analyse des abzubildenden Objekts möglich wird.

Eine erfindungsgemäße Lösung dieser Aufgabe ist mit ihren Weiterbildungen in den Patentansprüchen gekennzeichnet.

Beispielsweise ermöglicht die im Anspruch 1 gekennzeichnete Vorrichtung eine räumliche Analyse und/oder eine Analyse des Polarisationszustandes des rückgestreuten Lichts. Hierzu weist die erfindungsgemäße Vorrichtung eine Detektoreinrichtung mit mehreren Einzeldetektoren auf, die zur Erfassung des von unterschiedlichen Ebenen reflektierten Lichts und/oder zur Erfassung der flächenhaften Intensitätsverteilung des Lichts in einer Ebene und/oder zur Erfassung des Polarisationszustandes des Lichts konjugiert zu unterschiedlichen Ebenen bzw. zu unterschiedlichen Bereichen einer Ebene angeordnet bzw. denen entsprechende Blenden oder Polarisationsfilter vorgeschaltet sind.

Diese Ausbildung der erfindungsgemäßen Vorrichtung erlaubt damit eine Messung der räumlichen Intensitätsverteilung und/oder des Polarisationszustandes des an dem abzubildenden Objekt, beispielsweise den hinteren Augenabschnitten reflektierten Lichts. Darüberhinaus ist durch die Anordnung von Detektoren in zu verschiedenen Ebenen des abzubildenden Objekts konjugierten Ebenen eine Tiefenanalyse des Objekts möglich.

Ausdrücklich soll an dieser Stelle klargestellt werden, daß es bei der vorliegenden Erfindung, wenn davon die Rede ist, daß Detektoren eine bestimmte Form (Umriß) haben oder an einer bestimmter Stelle angeordnet sind, nicht erfor-

derlich ist, daß die Detektoren tatsächlich entsprechend ausgebildet sind. Es genügt vielmehr, wenn gemäß Anspruch 34 an der entsprechenden Stelle bildfeldbestimmende Blenden angeordnet sind, die mit den Detektoren über lichtleitende Mittel, beispielsweise Relaisoptiken oder Lichtleiter (Anspruch 35) verbunden sind. Diese Anordnung bildfeldbestimmender Blenden anstelle von Detektoren ist eine besondere Eigenschaft des zum Bildaufbau verwendeten "Scan-Verfahrens", bei dem keine eigentliche Abbildung erfolgt, sondern das zu jedem Zeitpunkt in den gesamten Raumwinkel bzw. den erfaßbaren Raumwinkel reflektierte bzw. gestreute Licht erfaßt und zeitsequentiell zum Bildaufbau ausgewertet wird.

Bei der im Anspruch 2 gekennzeichneten Lösung der erfundungsgemäß gestellten Aufgabe wird Licht mehrerer Wellenlängen, vorzugsweise das Licht mehrerer Laser gleichzeitig auf die gleiche Stelle des abzubildenden Objekts projiziert. Hierdurch können die verschiedensten Wirkungen erzielt werden:

Beispielsweise ist es bei einem Laser-Scanning-Ophthalmoskop möglich, eine Weißlichtbeleuchtung zu simulieren und mit einer "Echtfarb-Darstellung" auf einem Monitor dem Augenarzt subjektiv das "gewohnte" Bild des Augenhintergrundes zu liefern.

Darüberhinaus ist es bei geeigneter Wahl der Wellenlängen möglich, beispielsweise die Blutsauerstoffsättigung zu bestimmen, die Störungen der lokalen Durchblutung und des gesamten Kreislaufs, avaskuläre Zonen etc. zeigt. Ferner ist eine Tumoranalyse, eine Sehpigmentanalyse etc möglich.

Weiterhin ist es bei gleichzeitiger Verwendung eines Ar<sup>+</sup>-

Lasers oder eines HeNe-Lasers sowie eines Lasers mit einer abweichenden Wellenlänge möglich, gleichzeitig ein Angio-fluoreszenz- und ein "normales" Bild des Fundus zu erhalten.

Die gleichzeitige Verwendung von Licht mehrerer Wellenlängen ermöglicht darüberhinaus noch folgende interessante Möglichkeit:

Die Schärfentiefe des Beleuchtungslichts hängt von der Eintrittspupille, d.h. von der Größe und der Form der Pupille für das Beleuchtungslicht ab. Beispielsweise bei einer als invertierte Gullstrand-Pupille ausgebildeten Eintrittspupille, wie sie in der US-PS 4 213 678 vorgeschlagen worden ist, erhält man aufgrund des kleinen Randwinkels des Beleuchtungslichts eine große Schärfentiefe. Andererseits erhält man bei Verwendung einer normalen Gullstrand-Pupille oder der in der EP-A-0 145 563 verwendeten Pupille aufgrund des großen von den Randstrahlen eingeschlossenen Winkels eine kleine Schärfentiefe.

Normalerweise wird die Eintrittspupille entsprechend den jeweiligen Vorgaben gewählt, wobei die invertierte Gullstrand-Pupille die beste Auflösung liefert, da bei ihr die optisch schlechteren Randbereiche des Auges nicht für die Beleuchtung verwendet werden und somit das Beleuchtungslicht auf den kleinsten Fleckdurchmesser fokussierbar ist.

Bei Verwendung von mehreren Lichtquellen, die Licht unterschiedlicher Wellenlänge liefern, können nun gemäß Anspruch 3 unterschiedliche Eintrittspupillen verwendet werden, wobei es gemäß Anspruch 4 besonders bevorzugt ist, wenn für Licht der einen Wellenlänge eine Eintrittspupille verwendet wird, die eine große Schärfentiefe liefert,

sowie für Licht einer anderen Wellenlänge eine Eintrittspupille, die eine kleine Schärfentiefe liefert. Damit ist es gleichzeitig möglich, ein Übersichtsbild mit hoher Auflösung und großer Schärfentiefe und ein zweites Bild zu erhalten, das "tiefenselektiv" ist. Dabei kann die Wahl der unterschiedlichen Ein- und gegebenenfalls Austrittspuppen beispielsweise durch eine geeignete wellenlängenselektive Beschichtung des sog. optischen Einkoppelelements (Teilerspiegels), d.h. des den Beleuchtungs- und Beobachtungsstrahlengang trennenden Spiegels erfolgen. In diesem Falle erhält man für die verschiedenen Wellenlängen komplementäre Pupillen. Natürlich ist aber auch eine andere Aufteilung der Pupillen durch geeignete Maßnahmen, beispielsweise die Verwendung mehrerer Teilerspiegel möglich, so daß auch andere Pupillenteilungen als komplementäre Pupillen möglich sind.

Die Signale der verschiedenen Detektoren, also beispielsweise ein Angiographiebild und das "normale Bild" können auf einem Monitor überlagert oder auf mehreren Monitoren dargestellt werden (Anspruch 5).

In jedem Falle kann die Darstellung beider oder mehrerer Bilder in Echtzeit (Anspruch 6) oder nach Speicherung (Anspruch 7) verknüpft werden. Unter "Verknüpfen" werden dabei die in der Bildverarbeitung (Anspruch 32) bekannten Operationen verstanden, beispielsweise erhält man sehr aussagekräftige Bilder durch eine "Echtzeit-Überlagerung" eines Angiographie-Bildes und des normalen Bildes. Die einzelnen direkt oder nach Bildverarbeitung erhaltenen Bilder können natürlich gleichzeitig auf mehreren Beobachtungseinrichtungen, beispielsweise Monitoren dargestellt und/oder aufgezeichnet werden.

Dabei ist es gemäß Anspruch 8 besonders vorteilhaft, die erfindungsgemäße Vorrichtung so auszubilden, daß sowohl das Beleuchtungslicht als auch das reflektierte Licht über die Abtasteinrichtung geführt wird, da bei einer derartigen Vorrichtung in einfacher Weise nach der Abtasteinrichtung ein Nachweis-Lichtsignal erhalten wird, das seine Lage im Raum nicht ändert.

Wie bereits ausgeführt worden ist, kann erfindungsgemäß die räumliche Verteilung des reflektierten Lichts erfaßt und ausgewertet werden: Hierzu ist es insbesondere möglich, Detektoren bzw. bildfeldbestimmende Blenden in Ebenen anzutragen, die nicht zu der eigentlichen Objektebene konjugiert sind.

Beispielsweise ist gemäß Anspruch 9 in einer zur Pupille des Auges konjugierten Ebene eine Detektoranordnung bzw. eine bildfeldbestimmende Blende vorgesehen, die die Intensitätsverteilung des reflektierten Lichts in dieser Ebene erfaßt. Die Einzeldetektoren bzw. die Blendenelemente haben dabei vorzugsweise die Form von Kreissektoren (Anspruch 11), so daß der Schwerpunkt des reflektierten bzw. rückgestreuten Lichts, Richtungsasymmetrien usw. ermittelt werden können, wodurch beispielsweise Rückschlüsse auf Oberflächenstrukturen möglich sind (Anspruch 10).

Bei der im Anspruch 12 gekennzeichneten Weiterbildung ist in einer zum abzubildenden Objekt, also beispielsweise zum Augenhintergrund konjugierten Ebene eine Detektoranordnung bzw. eine Blendenanordnung vorgesehen, die die Intensitätsverteilung des reflektierten Lichts in dieser Ebene erfaßt.

Hierdurch ist es beispielsweise möglich, den Anteil der

- 9 -

Querstreuung in der Retina durch eine Analyse der Intensitätsverteilung in einer zur Retina konjugierten Bildebene zu ermitteln und dadurch Aufschluß über Netzhaut-Strukturen zu erhalten (Anspruch 13)).

Neben der räumlichen Analyse des reflektierten Lichts ist durch die im Anspruch 14 gekennzeichnete Ausgestaltung auch eine Analyse des Polarisationszustandes des reflektierten Lichts möglich, so daß sich gegenüber den bekannten Vorrichtungen eine verbesserte Darstellung der doppelbrechenden Nervenfaserschicht der Retina ergibt.

Die im Anspruch 15 angegebene Weiterbildung erlaubt darüberhinaus die Ermittlung der Stokes-Parameter zur Beschreibung der Polarisationscharakteristik, durch die lokale Defekte ermittelt und anisotrope, z.B. gerichtete Strukturen der Retina, wie etwa die Nervenfaserschicht hervorgehoben werden können. Im übrigen wird bezüglich der Definition der Stokes-Parameter auf den Artikel "Polarization imaging" in APPLIED OPTICS, Vol. 20, S.1537 folgende verwiesen.

In den Ansprüchen 16 bis 19 sind vorteilhafte Weiterbildungen angegeben, die eine optische Strukturanalyse bzw. eine optische Bildvorverarbeitung des reflektierten Lichts ermöglichen. Die erfindungsgemäß erstmals bei einer Vorrichtung gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1 vorgesehene optische Bildvorverarbeitung arbeitet wesentlich schneller als verfügbare elektronische Bildverarbeitungssysteme und ermöglicht damit selbst bei komplexen Filterungen eine Hervorhebung spezieller Objektstrukturen in Echtzeit !

Je nach Position des analysierenden Filters bzw. der Blende kann man Polarisationszustände isolieren, Richtungsan-

isotropien selektieren, Aberrationen kompensieren etc. Besonders vorteilhaft ist es, wenn variable, beispielsweise von einem Rechner angesteuerte Filter und/oder Blenden (Anspruch 17), austauschbare und/oder drehbare (Anspruch 19) sowie Blenden mit gradueller Transmission (Apodisierung) vorgesehen sind. Diese Blenden sind in der Regel keine einfachen Lochblenden, sondern je nach Einsatzfall geformte Anordnungen, beispielsweise Schlitzte, Ringe, Quadrantenkombinationen oder ein Muster von einzeln angesteuerten Punkten. Ferner können die Blenden teilweise verspiegelte Glasplatten, durchbrochene Spiegel, wellenlängenselektiv bedampfte Spiegel oder teildurchlässige Spiegel sein. Auch ist es möglich, durch eine entsprechende Gestaltung des Teilerspiegels unterschiedlich optisch wirksame Zonen auszubilden !

Im Anspruch 18 ist ein einfach aufgebauter Lichtmodulator, nämlich ein Flüssigkristallelement gekennzeichnet, das bereichsselektiv lichtdurchlässig bzw. lichtundurchlässig geschaltet werden kann.

Im Anspruch 20 ist eine weitere bevorzugte Lösung der erfindungsgemäß gestellten Aufgabe und insbesondere eine Ausbildung einer Vorrichtung zur Beobachtung der hinteren Augenabschnitte gekennzeichnet, die sich dadurch auszeichnet, daß zusätzlich Marken auf das zu beobachtende Objekt, also beispielsweise den Augenhintergrund projiziert werden können. Diese Marken können beispielsweise zur Markierung von zu behandelnden (koagulierenden) oder zu untersuchenden Gebieten dienen und mittels Bildverarbeitung in einem vorher aufgenommenen Bild erzeugt werden. Hierzu wird ausdrücklich auf die ältere Patentanmeldung P 36 07 721.6 verwiesen, in der die Verwendung von Bildverarbeitung zur Behandlungsplanung und zur Erzeugung von Markierungen

ausführlich erläutert ist.

Diese Marken können beispielsweise durch "Hellschalten" des Beleuchtungslichtstrahls an der entsprechenden Stelle erzeugt werden (Anspruch 21). Das Hellschalten ist besonders dann bevorzugt, wenn die Marken zur Orientierung und/oder Kennzeichnung eines bestimmten Bereichs dienen sollen, da dann in jedem Falle die Ortsbeziehung zwischen "Scan-Strahl" und Marke erhalten bleibt.

Es ist jedoch auch möglich, zur Projektion der Marken eine eigene Lichtquelle und insbesondere eine eigene Positionierungseinheit (Anspruch 22) zu verwenden, da dann eine weitestgehende Unabhängigkeit der einzelnen Systeme gewährleistet ist. Diese Ausbildung ist besonders dann empfehlenswert, wenn der zusätzliche Strahl zu Bearbeitungszwecken, beispielsweise Koagulationszwecken dienen soll.

Dieses Positionierungssystem kann beispielsweise ein akustooptischer Deflektor oder eine Taumeloptik nach Patentanmeldung P 35 32 464.3, da dieser einfach und stabil zu handhaben ist (Anspruch 23).

Als Abtasteinrichtung wird dagegen erfindungsgemäß bevorzugt ein x/y-Scanner mit einer Polygon-Spiegeltrommel und einem Galvanometerspiegel verwendet, da ein derartiges System wellenlängenunabhängig arbeitet, was insbesondere bei der erfindungsgemäß vorgesehenen gleichzeitigen Verwendung von Licht mehrerer Wellenlängen von Vorteil ist (Anspruch 25).

Neben den vorstehend erläuterten Anwendungsmöglichkeiten für die zusätzlich eingespiegelten Markierungen ist eine weitere Anwendungsmöglichkeit die im Anspruch 24 genannte

Fundusperimetrie. Die Markierungen dienen dabei als sog. Stimuli, die der Patient erkennt bzw. bei Gesichtsfeldausfällen nicht erkennt. Dabei ist es besonders vorteilhaft, wenn als Beobachtungslichtquelle ein Infrarotlaser verwendet wird, da dann das Beobachtungslicht nicht die Wahrnehmung der Stimuli beeinträchtigt. Durch diese erfindungsgemäße Weiterbildung einer Vorrichtung zur Beobachtung der hinteren Augenabschnitte erhält man ein Fundusperimeter, das Mikroperimetrie unter Sichtkontrolle ermöglicht und das darüberhinaus auch Sehschulung zur Behebung von Seh- oder Fixationsschwächen erlaubt.

Bei der Mikroperimetrie, aber nicht nur bei dieser Anwendung der erfindungsgemäßen Vorrichtung, ist es weiterhin von Vorteil, wenn eine zusätzliche Umfeldbeleuchtung vorgesehen wird, die beispielsweise über einen teildurchlässigen Spiegel eingekoppelt wird. Diese Umfeldbeleuchtung erlaubt beispielsweise Perimetrie auf einem "bestimmten Helligkeitslevel", hat aber natürlich auch noch weitere Vorteile.

Bei der Fundusperimetrie können über eine Steuereinheit besondere Suchalgorithmen, Skotomerkennung, eine variable Meßpunktdichte, Fundus-Tracking zur automatischen Lageerkennung der projizierten Marken auf dem Fundus realisiert werden. Ferner können eine Positiv- und Negativperimetrie, Farbdifferentialuntersuchungen etc durchgeführt werden.

Bei einer weiteren erfindungsgemäßen Ausbildung einer Vorrichtung, die insbesondere zur Beobachtung der hinteren Augenabschnitte geeignet ist, sind gemäß Anspruch 30 ein oder mehrere Detektoren vorgesehen, denen Blenden derart vorgeschaltet sind, daß sich eine Dunkelfeldbeleuchtung der Detektoren ergibt, so daß nur die mehrfachgestreuten

Komponenten im Objekt- bzw. Fundusbild aufgenommen werden. Hierdurch erhält man eine kontrastverstärkte Darstellung bestimmter Strukturen, z.B. dem Papillengewebe ermöglicht. Dies ist für die automatische Papillenrandbestimmung im Rahmen der Glaukomdiagnostik von hohem Interesse.

Durch das erfindungsgemäße Konzept, mehrere Detektoren vorzusehen, ist es selbstverständlich möglich, "Dunkelfeld"- und "Hellfeld"-Bilder gleichzeitig aufzunehmen.

Ferner ist es erfindungsgemäß von Vorteil, wenn gemäß Anspruch 31 in das aufgenommene und dargestellte Bild früher aufgenommene Bilder und/oder Markierungen deckungsgleich eingespiegelt werden, so daß der Bedienungsperson beispielsweise ein Vergleich mit auf andere Weise aufgenommenen Bildern, beispielsweise Angiographien oder eine Kontrolle einer automatischen Laserstrahlpositionierung möglich wird. Hierzu wird ebenfalls auf die ältere Patentanmeldung P 36 07 721.6 verwiesen. Das "Einspiegeln kann optisch, bevorzugt aber elektronisch in die Beobachtungseinrichtung, beispielsweise einen Monitor erfolgen.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung eignet sich nicht nur als Bilderzeugungs- bzw. Diagnose-, sondern auch als Bearbeitungs- bzw. Therapiegerät und kann mit den verschiedensten Instrumenten kombiniert werden, beispielsweise Bearbeitungs- bzw. Behandlungslasern unterschiedlicher Wellenlänge.

Besonders vorteilhaft ist es jedoch, wenn zusätzlich der Strahl eines Koagulationslaser, also beispielsweise eines  $Ar^+$ -Lasers oder eines Farbstofflasers bevorzugt zwischen Abtasteinrichtung und Auge eingespiegelt wird (Anspruch 27). Natürlich ist es aber auch möglich, zum Koagulieren

die Leistung eines Beobachtungslasers "kurzfristig" zu erhöhen, wie dies in der US-PS 4 213 678 beschrieben ist. Die Mitverwendung der "Scan-Einrichtung" ermöglicht in diesem Falle insbesondere die Behandlung größerer Gebiete bzw. mehrerer Gebiete in einem Schritt.

Eine Vorrichtung zur Beobachtung der hinteren Augenabschnitte mit abtastender Beleuchtung ist wegen der reflexfreien und hochauflösenden Bilddarstellung besonders als Bildgeber für eine sog. Eye-Tracking-Einheit prädestiniert. Bezuglich des prinzipiellen Eye-Tracking-Konzepts – Nachführung der Beobachtungs- und/oder Behandlungseinheit, Abschalten des Lasers bei Augenbewegungen usw. – wird wiederum auf die ältere Patentanmeldung P 36 07 721.6 verwiesen, deren Inhalt im übrigen ausdrücklich als Offenbarung für diese Anmeldung beansprucht wird.

Weiterhin ist eine Vorrichtung zur Beobachtung der hinteren Augenabschnitte mit abtastender Beleuchtung wegen der reflexfreien und hochauflösenden Bilddarstellung besonders als Bildgeber für eine Behandlungsplanung geeignet, wie sie ebenfalls bereits in der Patentanmeldung P 36 07 721.6 beschrieben ist. Dies gilt insbesondere bei einer Ausgestaltung gemäß Anspruch 33.

Besonders vorteilhaft ist es jedoch, eine Vorrichtung gemäß mit "Double-Scanning" zu verwenden, die gemäß Anspruch 33 weitergebildet ist. Dabei wird im Gegensatz zu der aus der EP-A-0 145 563 bekannten Vorrichtung eine Bildfeldblende mit einem Durchmesser von 80 bis 150  $\mu\text{m}$  verwendet, also wesentlich größer als der Punktbilddurchmesser auf dem Augenhintergrund, der typischerweise zwischen 8 und 12  $\mu\text{m}$ , höchstens jedoch ca 20  $\mu\text{m}$  beträgt. Durch diese Wahl der Bildfeldblende, die von der in der

EP-A-0 145 563 als Erfindung beanspruchten Wahl abweicht, wird das erfindungsgemäße Konzept, mehrere Einzeldetektoren zu verwenden, besonders unterstützt. Die Pupillenseparation in der Pupillenebene kann dabei in aus den einzelnen Fundstellen bekannter Weise erfolgen.

Kurze Beschreibung der Zeichnung

Die Erfindung wird nachstehend anhand von Ausführungsbeispielen unter Bezugnahme auf die Zeichnung näher beschrieben, in der zeigen:

Fig. 1 den allgemeinen Strahlengang einer erfindungsgemäßen Vorrichtung,

Fig. 2 den Strahlengang "vor" der Abtasteinrichtung,

Fig. 3 eine mögliche Detektoranordnung in einer zum Objekt konjugierten Ebene,

Fig. 4a - c mögliche Detektoranordnungen in einer zur Pupille konjugierten Ebene, und

Fig. 5 mögliche Pupillen für das Beleuchtungslight und das reflektierte Licht.

Darstellung von Ausführungsbeispielen

Fig. 1 zeigt den allgemeinen Strahlengang einer erfindungsgemäßen Vorrichtung, die ohne Beschränkung des allgemeinen Erfindungsgedankens als Laser-Scanning-Ophthalmoskop verwendet wird. Das Licht L einer in Fig. 2 näher dargestellten Beleuchtungs-Einrichtung trifft auf einen Polygonspiegel 1 einer Abtasteinrichtung auf. Der Polygonspiegel 1 lenkt entsprechend seiner Drehung in Richtung eines Pfeils 1' das Licht L in Horizontalrichtung ab. Ein Konkavspiegel 2 und ein weiterer Konkavspiegel 3 bilden das in Horizontalrichtung abgelenkte Lichtbündel auf einen Galvanometerspiegel 4 ab, der in Richtung eines Pfeils 4' schwingt und das Lichtbündel zusätzlich in Vertikalrich-

tung ablenkt. Das in Horizontal- (x) und in Vertikalrichtung (y) abgelenkte Lichtbündel wird von einem Planspiegel 5 umgelenkt und von einem Konkavspiegel 6 auf den Fundus (Retina) R eines Auges 7 derart fokussiert, daß der in x- und y-Richtung abtastende Lichtstrahl einen "Knotenpunkt" in der Pupillenebene P des Auges 7 hat. Die Brechkräfte der Elemente 2, 3, und 6 sowie die optischen Wege zwischen die Elementen sind so bemessen, daß die Ebenen P' bzw. P" der Spiegel 4 bzw. 1 konjugierte Ebenen zu der Pupillenebene P des Auges 7 sind.

Das am Augenhintergrund R reflektierte bzw. gestreute Licht N wird auf dem umgekehrten Weg über die Spiegel 6, 5, 4, 3 und 2 zum Polygonspiegel 1 zurückgeleitet und kann - wie in Fig. 2 näher dargestellt ist - "hinter" der Abtasteinrichtung mit einer ortsfesten Detektoranordnung nachgewiesen werden.

Ferner sind eine unabhängige Lichtquelle 11, die bevorzugt ein Laser ist, sowie eine von der Ablenkeinrichtung 1, 4 unabhängig arbeitende Ablenkeinheit 12 vorgesehen, die den Strahl M der Lichtquelle 11 ablenkt und ein Positionieren des Strahls M auf der Retina erlaubt. Hierzu ist bei dem gezeigten Ausführungsbeispiel der Spiegel 5 als teildurchlässiger Spiegel ausgebildet.

Die Lichtquelle 11 kann beispielsweise ein Koagulationslaser, also z.B. ein  $\text{Ar}^+$ -Laser, ein Bildmarkengeber oder die Lichtquelle sein, die die Durchführung einer Mikrofundusperimetrie erlaubt.

Die Ablenkeinheit 12 kann natürlich jede beliebige Einheit sein, die das Positionieren eines Lichtstrahls auf einer Objektfläche ermöglicht. Bei Ablenkeinheit 12 kann ein

akusto-optischer Deflektor oder eine Taumeleinheit sein.

Darüberhinaus ist im Strahlengang ein weiterer teildurchlässiger Spiegel 13 angeordnet, der das großflächige Ein spiegeln des Lichts B einer weiteren, nicht dargestellten Beleuchtungsquelle erlaubt. Das Licht B dient zum großflächigen Beleuchten des Augenhintergrunds R und kann insbesondere bei der Mikroperimetrie dazu dienen, einen bestimmten Helligkeitslevel "einzustellen", auf dem dann die mit dem Laser 11 eingespiegelten Marken erkannt werden müssen.

Fig. 2 zeigt die Ausbildung der Beleuchtungs-Einrichtung und der Detektoreinrichtung, die im Lichtweg "vor" bzw. "hinter" dem Polygonspiegel 1 der Abtasteinrichtung angeordnet sind.

Bei dem gezeigten Ausführungsbeispiel weist die Beleuchtungseinrichtung zwei Laser 21 und 22 auf, die Licht unterschiedlicher Wellenlänge, beispielsweise im UV- und sichtbaren Bereich oder im sichtbaren und Infrarot-Bereich ausstrahlen.

Der Lichtweg der beiden Laser wird mittels eines teildurchlässigen oder wellenlängenselektiven Spiegels 23 vereinigt und mittels eines Teilerspiegels 24 in den gemeinsamen Lichtweg des Beleuchtungslichts L und des Nachweislichts N eingekoppelt.

Die Ausbildung des Teilerspiegels 24 bestimmt die Ausbildung der Eintrittspupille, d.h. des Teils der Augenpupille, den das Beleuchtungslicht L durchsetzt, und der Austrittspupille, d.h. des Teils der Augenpupille, den das an der Retina R reflektierte bzw. gestreute Licht N durch-

setzt.

Fig. 5 zeigt eine mögliche Pupillenteilung. Durch eine wellenlängenselektive Beschichtung des Teilerspiegels 24 kann erreicht werden, daß das Licht eines beispielsweise im sichtbaren Bereich arbeitenden Lasers lediglich von dem die optische Achse umgebenden Bereich reflektiert wird, so daß die Eintrittspupille der Bereich 51 ist. Der den Bereich 51 umgebende Bereich 52 ist dann die Austrittspupille. Wählt man die Spiegelschichten des Spiegels 24 derart, daß die für sichtbares Licht reflektierende Schicht Licht beispielsweise im Infrarotbereich durchläßt und umgekehrt, so ist die Eintrittspupille für Licht im Infrarotbereich der Bereich 52 und der Bereich 51 die Austrittspupille.

Aufgrund der unterschiedlichen Winkel der Randstrahlen wird das durch den Bereich 51 hindurchtretende Licht auf der Retina R mit einer hohen Schärfentiefe fokussiert, während das durch den Bereich 52 einfallende Licht mit einer geringen Schärfentiefe fokussiert wird. Damit lassen sich mit zwei Lasern 21 und 22 gleichzeitig Bilder mit hoher Schärfentiefe und Bilder mit geringer Schärfentiefe im Bereich von 0,1mm und darunter aufnehmen, die eine Tiefenanalyse gestatten, während das gleichzeitig aufgenommene Bild mit hoher Schärfentiefe eine Überblicksdarstellung ermöglicht.

Ferner ist in Fig. 5 angedeutet, daß die Austrittspupille 52 in zwei Bereiche 52' und 52" aufgeteilt werden kann. Die Differenz der in den Bereichen 52' und 52" aufgenommenen Signale ermöglicht eine Aussage über die Richtungsasymmetrie der Querstreuung.

Weiterhin ist in Fig. 2 exemplarisch eine erfindungsgemäß

verwendete Detektoreinrichtung dargestellt. Die Detektoreinrichtung weist vier Einzeldetektoren 311, 312, 313 und 314 auf, die in einer zur Retina R konjugierten Ebene angeordnet und mit dem an der Retina R reflektierten Nachweislicht N beaufschlagt sind.

Ausdrücklich wird darauf hingewiesen, daß es aufgrund des zum Bildaufbau verwendeten "Scan-Verfahrens", bei dem das in den gesamten auswertbaren Raumwinkel gestreute bzw. reflektierte Licht erfäßt und zeitsequentiell zum Bildaufbau verwendet wird, nicht erforderlich ist, daß die Detektoren tatsächlich körperlich in einer zur Retina konjugierten Ebene angeordnet sind. Es genügt vielmehr, wenn in dieser Ebene (bzw. bei Fig. 4 in einer zur Pupille konjugierten Ebene) bildfeldbestimmende Blenden angeordnet sind, und das durch diese Blenden hindurchtretende Licht mittels einer Zwischenabbildung vermittelnden Elementen, beispielsweise einer Relaisoptik oder Lichtleiter zu den beabstandet angeordneten Detektoren geleitet wird. Insofern ist, wenn im folgenden von Detektoren die Rede ist, immer auch gemeint, daß statt dessen bildfeldbestimmende Blenden entsprechend ausgebildet sein können.

Gemäß Fig. 2 sind ferner Strahlteiler 301, 302 und 303 vorgesehen. Während vor dem Detektor 311 kein den Strahlengang beeinflussendes Element angeordnet ist, sind vor dem Detektor 312 ein  $0^\circ$ -Analysator 322, vor dem Detektor 313 ein  $45^\circ$ -Analysator 323 und vor dem Detektor 314 ein  $\lambda/4$ -Plättchen 324 angeordnet.

Bezeichnet man die Ausgangssignale der Detektoren 311 bis 314 mit A-D, so kann man mittels einer nicht dargestellten Synchronisier- und Auswerteeinheit zur Analyse des Polarisationszustandes des reflektierten Lichts die Stokes-

- 20 -

Parameter  $s_i$  bilden:

$$s_0 = A, s_1 = B-A, s_2 = C-A, s_4 = D-A$$

Hieraus kann man zur Beschreibung der Polarisationscharakteristik folgende Größen ableiten:

$$\text{Polarisationsgrad} \quad P = \sqrt{s_1^2 + s_2^2 + s_3^2} / s_0$$

$$\text{Polarisationsrichtung} \quad \tan 2\Phi = s_2 / s_1$$

$$\text{Elliptizität} \quad \sin 2\tau = s_3 / \sqrt{s_1^2 + s_2^2 + s_3^2}$$

Die Ermittlung der Polarisationscharakteristik erlaubt die Ermittlung lokaler Defekte und die Hervorhebung anisotroper, z.B. gerichteter Strukturen der Retina, wie etwa die Nervenfaserschicht.

Bei der in Fig. 2 dargestellten Detektoranordnung (bzw. Blendenanordnung) handelt es sich selbstverständlich lediglich um ein Beispiel für eine erfindungsgemäß verwendete Detektoranordnung mit mehreren Detektoren, die in einer Ebene angeordnet sind, die zu dem abzubildenden Objekt, in dem vorliegenden Ausführungsbeispiel der Retina konjugiert ist.

Fig. 3 zeigt ein weiteres Beispiel für eine Detektoranordnung (bzw. eine Anordnung bildfeldbestimmender Blenden) mit Detektoren 41 bis 45 in einer zur Retinaebene konjugierten Ebene. Der Detektor 41 ist ein sog. Hellfeld-Detektor, während die Detektoren 42 bis 45 Dunkelfelddetektoren sind. Bezeichnet man die Ausgangssignale der Detektoren 41 bis 45 mit 41' bis 45', so gibt die Größe

- 21 -

$$(41' + 43') - (44' + 45')$$

die Richtungscharakteristik der Reflexion an.

Selbstverständlich ist es auch möglich, die Detektoren bzw. die bildfeldbestimmenden Blenden nicht in zur Objekt-ebene R konjugierten Ebenen anzuordnen, sondern beispielsweise in zur Pupille P konjugierten Ebenen. In den Fig. 4a bis 4c sind entsprechende Beispiele dargestellt.

Fig. 4a zeigt eine drei Detektoren 41 bis 43 aufweisende Detektoranordnung. Das Ausgangssignal des Detektors 41 ist proportional zum spekularen Anteil, während die Ausgangssignale 42' und 43' der Detektoren 42 und 43 die Streuung unter größeren Winkeln wiedergeben.

Fig. 4b zeigt eine Detektoranordnung mit fünf Einzeldetectoren 41 bis 45, die bei einem konfokalen Aufbau in einer zur Pupillenebene P konjugierten Ebene angeordnet sind. Das Ausgangssignal 41' des Detektors 41 gibt wiederum den spekularen Anteil an, während die Ausgangssignale

$$(42' - 43') \text{ den diff. Phasenkontrast}$$

und die Ausgangssignale

$$(42' + 43') - (44' + 45') \text{ die Streucharakteristik}$$

wiedergeben.

Fig. 4c zeigt eine ebenfalls in einer zur Pupille P konjugierten Ebene angeordnete Detektoranordnung mit vier kreissektorförmigen Einzeldetectoren 41 bis 44. Die Verknüpfung

(41' + 43') - (42' + 44')

der Ausgangssignale dieser Detektoren gibt beispielsweise die Links-Rechts-Asymmetrie des Streulichts wieder. Nochmals soll darauf hingewiesen werden, daß vorstehend Detektoranordnung und Anordnung bildfeldbestimmender Blenden als Synonyme verwendet worden sind.

Vorstehend ist die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen ohne Beschränkung des allgemeinen Erfindungsgedankens - durch besondere Arten der Beleuchtung und/oder der Analyse des rückgestreuten Lichts nach den verschiedensten Kriterien wesentlich weitergehende Informationen über das abzubildende Objekt, beispielsweise den Augenhintergrund zu erhalten als dies mit irgendeiner anderen der bekannten Vorrichtungen zur Bilderzeugung möglich ist - beschrieben worden

Innerhalb dieses allgemeinen Erfindungsgedankens sind selbstverständlich die verschiedensten Modifikationen möglich:

Die erfindungsgemäße optische Bildvorverarbeitung kann zusätzlich auch durch speziell gestaltete austauschbare und/oder variable Blenden, wie LCD-Blenden vor den Detektoren, also beispielsweise anstelle oder zusätzlich zu den Elementen 322 bis 324 verfeinert werden.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung kann auch ohne "Double-Scanning" arbeiten, insbesondere bei Detektoranordnungen in der Pupillenebene, bei denen auf einen konfokalen Nachweis verzichtet werden kann.

Auch sind erfindungsgemäße Vorrichtungen mit nur einem Detektor, aber entsprechend ausgebildeten Blenden vorstellbar. Auch können bildfeldbestimmende Blenden, die in bestimmten Ebenen austauschbar angeordnet sind, mit feststehenden, in anderen Ebenen angeordneten Detektoren über Lichtleitmittel verbunden sein.

Die Einspiegelung eines positionierbaren zusätzlichen Strahls und/oder der Umfeldbeleuchtung kann auch in anderer Weise als vorstehend beschrieben erfolgen. Auch können andere Pupillenteilungen oder streng konfokale Anordnungen realisiert werden.

Die vorstehende Beschreibung der Erfindung erlaubt eine Realisierung der erfindungsgemäß verwendeten Auswerte- und Synchronisiereinheit, die die einzelnen Signale verknüpft und/oder speichert auch ohne bis ins einzelne gehende Beschreibung eines Ausführungsbeispiels beispielsweise mittels eines Mikrocomputers.

Es versteht sich von selbst, daß die vorstehende Beschreibung eines Laser-Scanning-Ophthalmoskops die erfindungsgemäßen Grundgedanken nicht auf Ophthalmoskop-Anwendungen beschränkt, obwohl sie gerade bei der Beobachtung des Augenhintergrundes wegen der spezifischen, aus der Augenpupille resultierenden Schwierigkeiten besonders vorteilhaft sind. Die erfindungsgemäßen Grundgedanken sind selbstverständlich auch in Geräten einsetzbar, die zur Beobachtung der Cornea dienen, die als Laser-Scanning-Kameras oder als Laser-Scanning-Mikroskope für medizinische und technische Anwendungen ausgebildet sind, sowie in anderen Laser-Scanning-Bildgebern.

Die vorstehende Beschreibung ist exemplarisch erfolgt und nicht als Einschränkung oder als Verzicht auf Elementenschutz von in den einzelnen Ansprüchen beanspruchten erfindungsgemäß Weiterbildungen der bekannten Vorrichtungen zu verstehen; rein vorsorglich werden deshalb als Unteransprüche formulierte Erfindungsgedanken auch als unabhängige Lösungen der erfindungsgemäß gestellten Aufgabe beansprucht.

P a t e n t a n s p r ü c h e

1. Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern eines Objekts und insbesondere zur Beobachtung der hinteren Augenabschnitte, mit einer Beleuchtungs-Einrichtung, deren Licht auf das abzubildende Objekt fokussiert ist, und die vorzugsweise wenigstens einen Laser (21, 22) aufweist, einer Abtasteinrichtung (1, 4), die eine Abtastbewegung des Lichts der Beleuchtungs-Einrichtung auf dem abzubildenden Objekt erzeugt, einer Detektoreinrichtung (311-314; 41-45) mit wenigstens einem Detektor, die das an dem abzubildenden Objekt reflektierte Licht empfängt, und einer Auswerte- und Synchronisiereinheit, die aus dem zeitsequentiellen Ausgangssignal der Detektoreinrichtung das Bild erzeugt, dadurch gekennzeichnet, daß die Detektoreinrichtung mehrere Einzeldetektoren (311-314; 41-45) aufweist, die zur Erfassung des von unterschiedlichen Ebenen reflektierten Lichts und/oder zur Erfassung der flächenhaften Intensitätsverteilung des Lichts in einer Ebene und/oder zur Erfassung des Polarisationszustandes des Lichts konjugiert zu unterschiedlichen Ebenen bzw. zu unterschiedlichen Bereichen einer Ebene angeordnet bzw. denen entsprechende Blenden oder Polarisationsfilter vorgeschaltet sind.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Beleuchtungs-Einrichtung (21, 22) Licht mehrerer Wellenlängen gleichzeitig auf das abzubildende Objekt (R) projiziert, und

daß für das Licht jeder Wellenlänge wenigstens ein und insbesondere ein wellenlängenselektiver Einzeldetektor vorgesehen ist.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2,  
dadurch gekennzeichnet, daß die Eintritts- und/oder Aus-  
trittspupillen (51,52) der Lichtstrahlen unterschiedlicher  
Wellenlänge unterschiedlich sind.

4. Vorrichtung nach Anspruch 3,  
dadurch gekennzeichnet, daß die Abbildungen mit Licht  
unterschiedlicher Wellenlänge unterschiedliche Schärfen-  
tiefen aufweisen.

5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4,  
dadurch gekennzeichnet, daß die Auswerteeinheit die Aus-  
gangssignale der Einzeldetektoren auf einem oder mehreren  
Monitoren darstellt.

6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5,  
dadurch gekennzeichnet, daß die Auswerteeinheit die Aus-  
gangssignale der Einzeldetektoren in Echtzeit verknüpft,  
und das verknüpfte Signal auf einem Monitor darstellt.

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5,  
dadurch gekennzeichnet, daß die Auswerteeinheit die Aus-  
gangssignale der Einzeldetektoren in Bildspeicher einliest  
und die gespeicherten Signale verknüpft.

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7,  
dadurch gekennzeichnet, daß die Detektoreinrichtung das an  
dem abzubildenden Objekt reflektierte Licht über die Ab-  
tasteinrichtung (1,5) sowie gegebenenfalls vorgesehene  
Blendeneinrichtungen empfängt.

9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß bei einer Beobachtung des Augenhintergrunds in einer zur Pupille (P) des Auges konjugierten Ebene eine Detektoranordnung vorgesehen ist, die die Intensitätsverteilung des reflektierten Lichts in dieser Ebene erfaßt.

10. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswerteeinheit aus den Ausgangssignalen der Einzeldetektoren charakteristische Merkmale der Intensitätsverteilung, wie etwa den Schwerpunkt des reflektierten Lichts, Richtungsasymmetrien usw. bestimmt.

11. Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Einzeldetektoren kreisförmig ausgebildet und in Form eines Kreises angeordnet sind.

12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß in einer zum abzubildenden Objekt konjugierten Ebene eine Detektoranordnung vorgesehen ist, die die Intensitätsverteilung des reflektierten Lichts in dieser Ebene erfaßt.

13. Vorrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswerteeinheit aus den Ausgangssignalen der Einzeldetektoren charakteristische Merkmale der Intensitätsverteilung, wie etwa den Anteil der Querstreuung innerhalb der Retina oder deren Richtungsasymmetrie ermittelt.

14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß in einer vorzugsweise zum abzubildenden Objekt (R) konjugierten Ebene eine Reihe von Einzeldetektoren (311..314) vorgesehen sind, denen zumindest zum Teil Polarisatoren (322,323) und/ oder optisch wirksame planparallele Platten (324) vorgeschaltet sind.

15. Vorrichtung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß vier Einzeldetektoren vorgesehen sind, daß dem ersten Einzeldetektor kein optisch wirksames Element, dem zweiten Einzeldetektor ein erster linearer Analysator, dem dritten Einzeldetektor ein zweiter linearer Analysator, der zu dem ersten Analysator um 45° gedreht ist, und dem vierten Einzeldetektor ein  $\lambda/4$ -Plättchen vorgeschaltet sind, und daß die Auswerteinheit aus den Ausgangssignalen der vier Detektoren den Polarisationsgrad, die Polarisationsrichtung und die Elliptizität ermittelt.

16. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 15 oder dem Oberbegriff des Anspruchs 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Detektoreinrichtung wenigstens teilweise strukturierte Filter und/oder variable Blenden vorgeschaltet sind.

17. Vorrichtung nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, daß elektronisch ansteuerbare flächenhafte Lichtmodulatoren die Filter bilden.

18. Vorrichtung nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtmodulatoren LCD-Elemente mit getrennt ansteuerbaren Bereichen sind.

19. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 16 bis 18, dadurch gekennzeichnet, daß die Filter längs und/oder quer zum Nachweis-Strahlengang verschiebbar oder drehbar sind.
20. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 19 oder nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1, dadurch gekennzeichnet, daß zusätzlich Marken auf das zu abzubildende Objekt und insbesondere den Augenhintergrund projizierbar sind.
21. Vorrichtung nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, daß die Projektion von Marken durch Modulation des Beleuchtungslichts erfolgt.
22. Vorrichtung nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, daß zur Projektion der Marken eine weitere Lichtquelle und/oder eine weitere Ablenkeinheit bzw. Lichtstrahl-Positioniereinheit (12) vorgesehen ist.
23. Vorrichtung nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, daß die Ablenkeinheit einen akustooptischen Demodulator oder eine Taumeleinheit aufweist.
24. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 20 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß die Projektion von Marken zur Fundusperimetrie erfolgt.
25. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 24, dadurch gekennzeichnet, daß die Abtasteinrichtung eine x/y-Abtasteinrichtung ist, die in an sich bekannter Weise eine drehbare Polygonspiegeltrommel (1) und einen Galvanometerspiegel (5) aufweist.

26. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 25 oder nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1, dadurch gekennzeichnet, daß zur Umfeldbeleuchtung eine weitere Lichtquelle vorgesehen ist, deren Licht (B) das abzubildende Objekt und insbesondere den Augenhintergrund großflächig beleuchtet.

27. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 26 oder nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Strahl eines Bearbeitungslasers und insbesondere eines Koagulationslasers zusätzlich eingespiegelt ist.

28. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 27 oder nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1, dadurch gekennzeichnet, daß eine Steuereinheit den Beobachtungsstrahlengang und/oder den Strahl des Bearbeitungslasers bei Bewegungen des abzubildenden Objekts und insbesondere bei Augenbewegungen nachführt (Eye-Tracking) oder den Koagulationslaser bei Augenbewegungen während der Koagulation abschaltet.

29. Vorrichtung nach Anspruch 28, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinheit zusätzlich eine Einstellung der Bearbeitungsparameter und insbesondere eine Behandlungsplanung ermöglicht.

30. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 29 oder nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Detektoreinrichtung eine Bildfeldblende vorgeschaltet ist, die wenigstens für einen Teil der Einzeldetektoren eine Dunkelfeldbeleuchtung erzeugt.

31. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 30 oder nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1 dadurch gekennzeichnet, daß in das aufgenommene Bild ein früher aufgenommenes Bild des abzubildenden Objekts und insbesondere eine Fundus-Angiogramm und/oder Markierungen deckungsgleich einblendbar sind.

32. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 31 oder nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinheit eine Bildverarbeitungseinrichtung für die Verarbeitung der verschiedenen gleichzeitig und nacheinander aufgenommenen Bilder aufweist.

33. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 32 oder nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Beleuchtungs-Einrichtung, die Abtasteinrichtung und die Detektoreinrichtung eine konfokale Anordnung bilden, und daß die Bildfeldblende wenigstens einiger Einzeldetektoren wesentlich größer als der Punktbilddurchmesser auf dem Augenhintergrund ist.

34. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 33, dadurch gekennzeichnet, daß in den zu den unterschiedlichen Ebenen konjugierten Ebenen bildfeldbestimmende Blenden und die Detektoren davon beabstandet ortsfest angeordnet sind.

35. Vorrichtung nach Anspruch 34, dadurch gekennzeichnet, daß Lichtleitmittel die Blenden und die Detektoren verbinden.

1 / 3

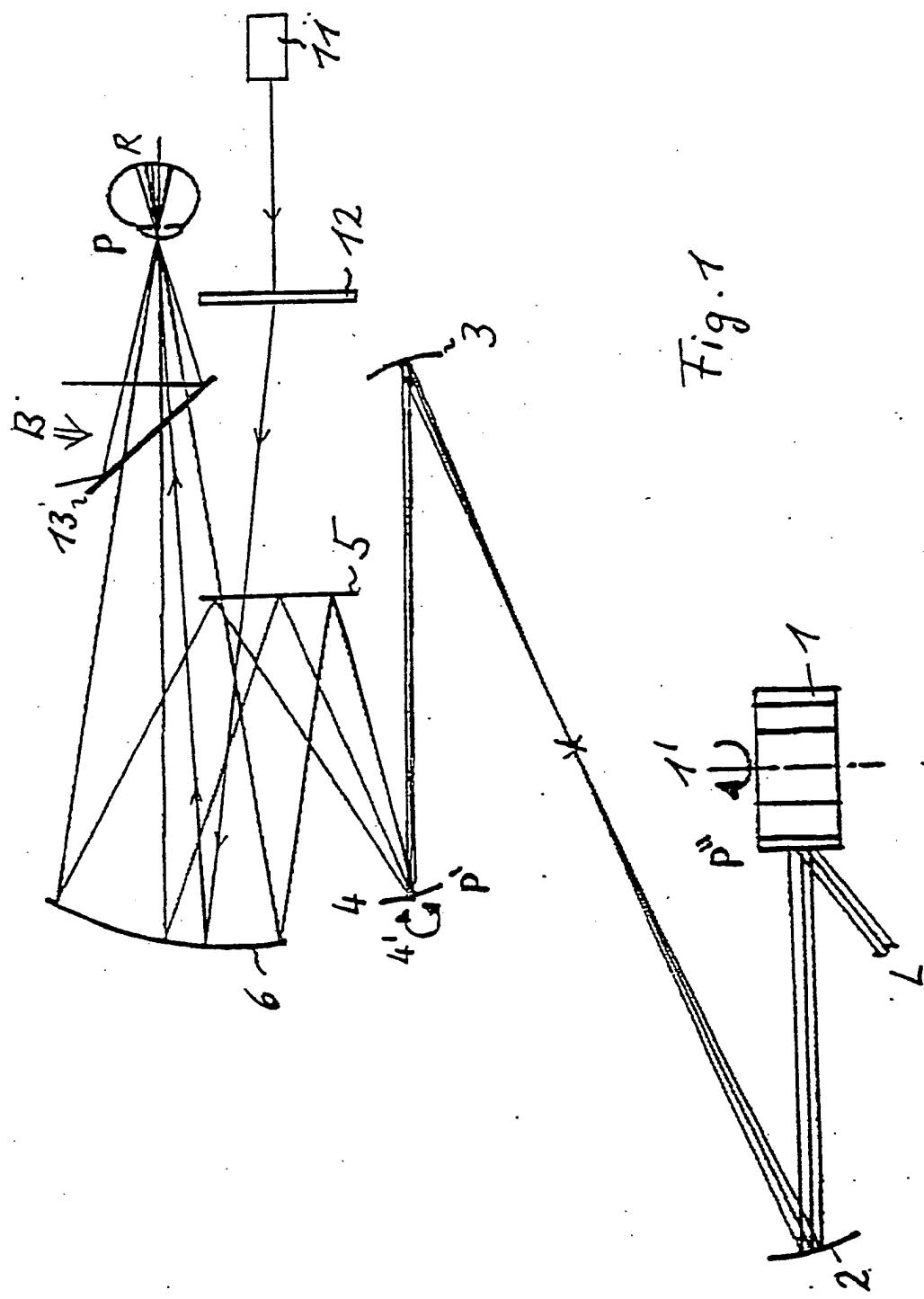


Fig. 1

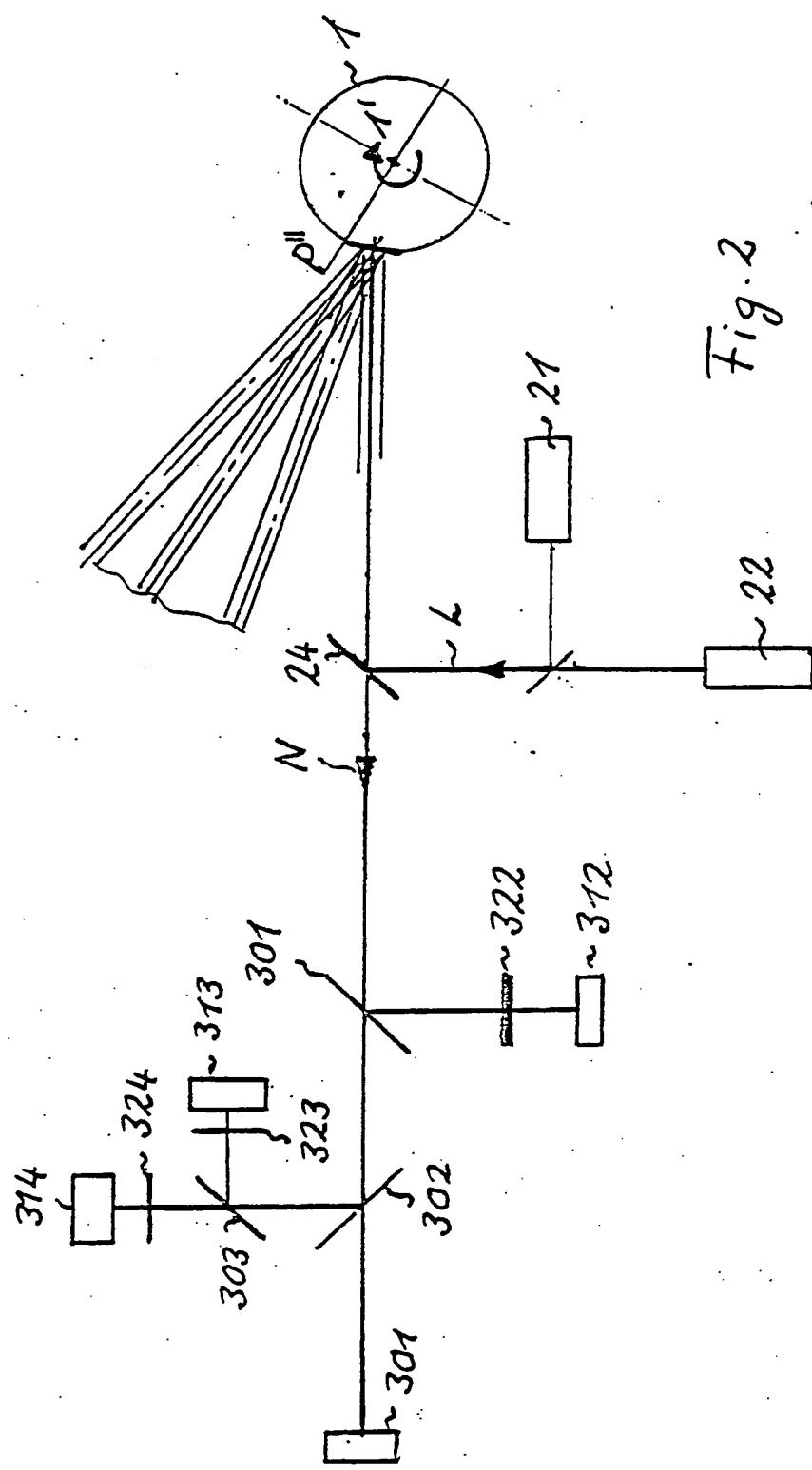


Fig. 2

Ersatzbzw.

3 / 3

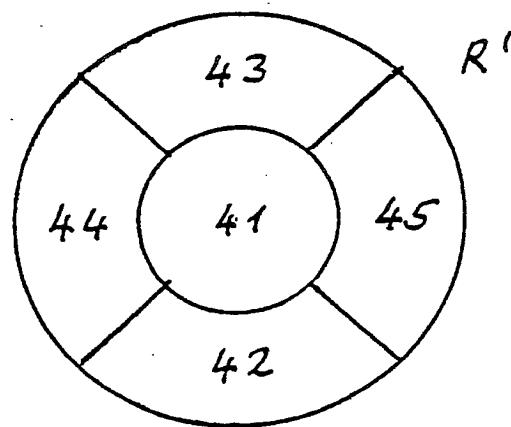


Fig. 3

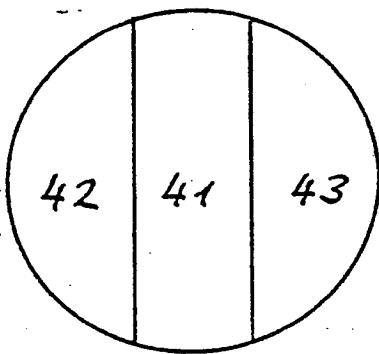


Fig. 4a

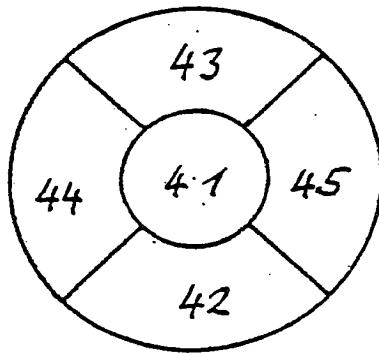


Fig. 4b

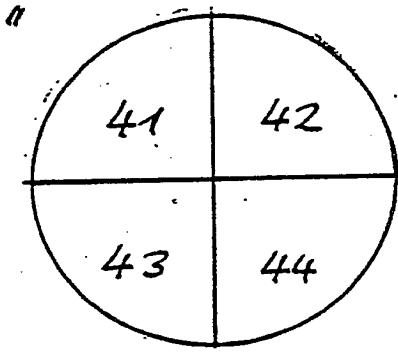


Fig. 4c

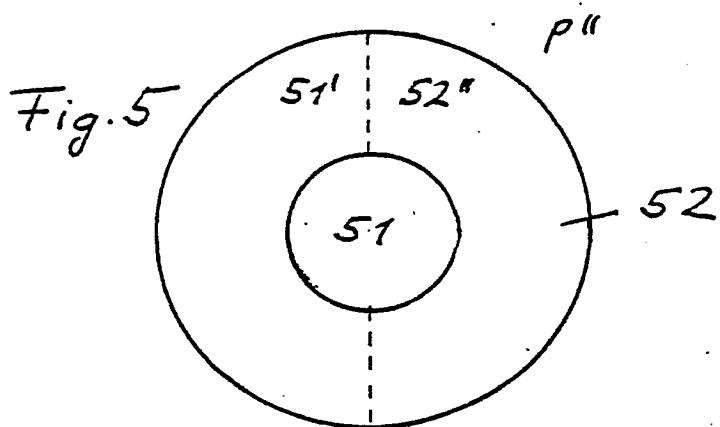


Fig. 5

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No PCT/DE 87/00589

## I. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER (if several classification symbols apply, indicate all) \*

According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC  
 Int.Cl. 4 A 61 F 9/00; A 61 B 3/12

## II. FIELDS SEARCHED

Minimum Documentation Searched 7

Classification System	Classification Symbols
Int.Cl. 4	A 61 F; A 61 B

Documentation Searched other than Minimum Documentation  
 to the Extent that such Documents are Included in the Fields Searched 8

## III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT\*

Category *	Citation of Document, 11 with indication, where appropriate, of the relevant passages 12	Relevant to Claim No. 13
A	US, A, 4213678 (RETINA FOUNDATIONS) 22 July 1980 see the whole document cited in the application --	1
A	EP, A, 0145563 (CENTRE NAT. DE RECHERCHE) 19 June 1985 cited in the application --	
A	DE, A, 3306981 (WEINBERG) 13 September 1984 --	
A	IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, volume 4, No 4, December 1985, IEEE, (New York, US), R.H. Webb: "Manipulating laser light for ophthalmology", pages 12-16 --	
P, A	WO, A, 87/05204 (RODENSTOCK) 11 September 1987 cited in the application -----	

\* Special categories of cited documents: 10  
 "A" document defining the general state of the art which is not  
 considered to be of particular relevance  
 "E" earlier document but published on or after the international  
 filing date  
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or  
 which is cited to establish the publication date of another  
 citation or other special reason (as specified)  
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or  
 other means  
 "P" document published prior to the international filing date but  
 later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date  
 or priority date and not in conflict with the application but  
 cited to understand the principle or theory underlying the  
 invention  
 "X" document of particular relevance; the claimed invention  
 cannot be considered novel or cannot be considered to  
 involve an inventive step  
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention  
 cannot be considered to involve an inventive step when the  
 document is combined with one or more other such documents,  
 such combination being obvious to a person skilled  
 in the art.  
 "&" document member of the same patent family

## IV. CERTIFICATION

Date of the Actual Completion of the International Search

09 March 1988 (09.03.88)

Date of Mailing of this International Search Report

11 April 1988 (11.04.88)

International Searching Authority

European Patent Office

Signature of Authorized Officer

ANNEX TO THE INTERNATIONAL SEARCH REPORT  
ON INTERNATIONAL PATENT APPLICATION NO.

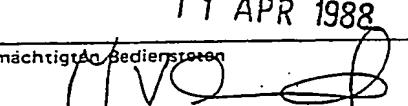
DE 8700589  
SA 19748

This annex lists the patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report.  
The members are as contained in the European Patent Office EDP file on 23/03/88  
The European Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US-A- 4213678	22-07-80	Keine		
EP-A- 0145563	19-06-85	FR-A, B JP-A-	2555039 60132536	24-05-85 15-07-85
DE-A- 3306981	13-09-84	WO-A- AU-A- EP-A- JP-T- CA-A- US-A-	8403220 2692384 0137835 60500603 1215747 4719912	30-08-84 10-09-84 24-04-85 02-05-85 23-12-86 19-01-88
WO-A- 8705204	11-09-87	WO-A- DE-A- EP-A- EP-A-	8705205 3607721 0259398 0260286	11-09-87 10-09-87 16-03-88 23-03-88

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen PCT/DE 87/00589

<b>I. KLASSEKATION DES ANMELDUNGSGEGENSTANDS</b> (bei mehreren Klassifikationssymbolen sind alle anzugeben) <sup>6</sup>		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
Int. Cl. <sup>4</sup> A 61 F 9/00; A 61 B 3/12		
<b>II. RECHERCHIERTE SACHGEBIETE</b>		
Recherchierter Mindestprüfstoff <sup>7</sup>		
Klassifikationssystem   Klassifikationssymbole		
Int. Cl. <sup>4</sup>	A 61 F; A 61 B	
Recherchierte nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Sachgebiete fallen <sup>8</sup>		
<b>III. EINSCHLÄGIGE VERÖFFENTLICHUNGEN<sup>9</sup></b>		
Art*	Kennzeichnung der Veröffentlichung <sup>11</sup> , soweit erforderlich unter Angabe der maßgeblichen Teile <sup>12</sup>	Betr. Anspruch Nr. <sup>13</sup>
A	US, A, 4213678 (RETINA FOUNDATIONS) 22. Juli 1980. siehe das ganze Dokument in der Anmeldung erwähnt --	1
A	EP, A, 0145563 (CENTRE NAT. DE RECHERCHE) 19. Juni 1985 in der Anmeldung erwähnt --	
A	DE, A, 3306981 (WEINBERG) 13. September 1984 --	
A	IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Band 4, Nr. 4, Dezember 1985, IEEE, (New York, US), R.H. Webb: "Manipulating laser light for ophthalmology", Seiten 12-16 --	
P, A	WO, A, 87/05204 (RODENSTOCK) 11. September 1987 in der Anmeldung erwähnt -----	
<p>* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen<sup>10</sup>:      "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist      "E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist      "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)      "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht      "P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist</p> <p>"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist      "X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als neu oder auf erforderlicher Tätigkeit beruhend betrachtet werden      "Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erforderlicher Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann nahelegend ist      "&amp;" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist</p>		
<b>IV. BESCHEINIGUNG</b>		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absendedatum des internationalen Recherchenberichts	
9. März 1988	11 APR 1988	
Internationale Recherchenbehörde	Unterschrift des bevollmächtigten Bediensteten	
Europäisches Patentamt		

ANHANG ZUM INTERNATIONALEN RECHERCHENBERICHT  
ÜBER DIE INTERNATIONALE PÄTENTANMELDUNG NR.

DE 8700589  
SA 19748

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten internationalen Recherchenbericht angeführten Patentdokumente angegeben.  
Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am 23/03/88.  
Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
US-A- 4213678	22-07-80	Keine		
EP-A- 0145563	19-06-85	FR-A, B	2555039	24-05-85
		JP-A-	60132536	15-07-85
DE-A- 3306981	13-09-84	WO-A-	8403220	30-08-84
		AU-A-	2692384	10-09-84
		EP-A-	0137835	24-04-85
		JP-T-	60500603	02-05-85
		CA-A-	1215747	23-12-86
		US-A-	4719912	19-01-88
WO-A- 8705204	11-09-87	WO-A-	8705205	11-09-87
		DE-A-	3607721	10-09-87
		EP-A-	0259398	16-03-88
		EP-A-	0260286	23-03-88

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**

THIS PAGE BLANK (USPTO)